

P19724.P04

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant :K. FURUSAWA et al.

Serial No. :Not Yet Assigned

Filed :Concurrently Herewith

For :ENDOSCOPE SYSTEM

CLAIM OF PRIORITY

Commissioner of Patents and Trademarks
Washington, D.C. 20231

Sir:

Applicant hereby claims the right of priority granted pursuant to 35 U.S.C. 119 based upon Japanese Application No. 11-306441, filed October 28, 1999. As required by the Statute, a certified copy of the Japanese application is being submitted herewith.

Respectfully submitted,
K. FURUSAWA et al.

Loske Piperman Reg 16
Bruce H. Bernstein
Reg. No. 29,027
33,329

October 26, 2000
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.
1941 Roland Clarke Place
Reston, VA 20191
(703) 716-1191



#2
10 Jan 01
R. Tallent

日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日

Date of Application:

1999年10月28日

出 願 番 号

Application Number:

平成11年特許願第306441号

出 願 人

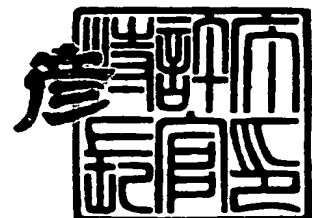
Applicant (s):

旭光学工業株式会社

2000年 6月29日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Patent Office

近 藤 隆 彦



出証番号 出証特2000-3052569

【書類名】 特許願
 【整理番号】 99JP0298
 【あて先】 特許庁長官殿
 【国際特許分類】 A61B 1/00
 G01B 9/02

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 古澤 宏一

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 江口 勝

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 宇津井 哲也

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 中村 哲也

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 小澤 了

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 岡田 慎介

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【氏名又は名称】 旭光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100098235

【弁理士】

【氏名又は名称】 金井 英幸

【連絡先】 03-5283-3188

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 062606

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9812486

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 内視鏡装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の光路を有する導波手段と、

この導波手段の基端側に配置され、当該導波手段の各光路に低可干渉性光を夫々入射させる低可干渉性光源と、

この導波手段の先端から射出された各低可干渉性光を夫々分岐させて一方の各低可干渉性光を被検体へ向けて射出する光分岐素子、該光分岐素子により分岐された他方の各低可干渉性光を導く参照光学系、該参照光学系により導かれた各低可干渉性光を前記光分岐素子へ向けて反射させる反射手段、及び、被検体により反射された各低可干渉性光と前記反射手段により反射された各低可干渉性光とが前記光分岐手段において干渉して生じる各干渉光を夫々検出する光検出器を有する干渉計部と、

この干渉計部を、被検体に対して近接又は離反させるように変位させる駆動手段と、

前記干渉計部の前記光検出器から検出された信号に基づき、被検体の断層像を形成する信号処理手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記干渉計部の前記参照光学系は、高屈折率の光学部材を有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記干渉計部の前記参照光学系は、前記反射手段に近接するほど屈折率が高くなる屈折率分布型の光学部材を有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記干渉計部の前記屈折率分布型の光学部材は、前記光分岐素子側の屈折率が該光分岐素子の屈折率と同じである

ことを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記干渉計部は、内視鏡の先端部内に格納された
ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記駆動手段は、前記内視鏡の基端側に配置されて動力を供給する動力部と、
この動力部及び前記干渉計部に夫々連結されるとともに該動力部により供給され
る動力を伝達して前記干渉計部を変位させる動力伝達部材と
を有することを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記導波手段は、光路としてのシングルモード光ファイバを複数本並列させた
ファイバアレイによりなる
ことを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記ファイバアレイから射出された各光束を夫々平行光束に変換する複数のレ
ンズ面を有し、該平行光束を前記干渉計部の前記光分岐素子へ向けて射出するコ
リメートレンズアレイと、

前記干渉計部により分岐された一方の各平行光束を夫々被検体において収束さ
せる複数のレンズ面を有する集光レンズアレイと
をさらに備えたことを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記低可干渉性光源は、超高輝度発光ダイオードによりなる
ことを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

被検体に対して、可視光、又は被検体の自家蛍光を励起する励起光を照射する
照明光学系と、

被検体表面からの光を収束させて、被検体表面の像を形成する対物光学系と、
該対物光学系によって形成された被検体表面の像を撮像する撮像手段と
をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 1 1】

可視光を射出する可視光源と、

励起光を射出する励起光源と、

前記可視光源から射出された可視光、又は前記励起光源から射出された励起光のどちらかを、前記照明光学系に入射させる光源切替手段とを、さらに備え、

該光源切替手段により前記照明光学系に可視光を入射させた場合、前記対物光学系は被検体の通常画像を形成し、

該光源切替手段により前記照明光学系に励起光を入射させた場合、前記対物光学系は被検体の自家蛍光による蛍光画像を形成する

ことを特徴とする請求項 1 0 記載の内視鏡装置。

【請求項 1 2】

前記撮像手段により取得された前記被検体表面の像、及び前記信号処理手段により形成された前記被検体の断層像を表示する表示手段を

さらに備えることを特徴とする請求項 1 0 又は 1 1 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内部等における被検体の断層像を撮像可能な内視鏡装置に、関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来、患者の体腔内を観察するための内視鏡装置が知られている。この内視鏡装置は、患者の体腔内へ挿入される内視鏡、並びに、該内視鏡に接続され、光源部及びプロセッサを有する外部装置を、備えている。

【0 0 0 3】

内視鏡は、外部装置の光源部に接続されて被検体（体腔壁）を照明する照明光学系、被検体の像を形成する対物光学系、及び該対物光学系の結像面近傍に配置され、外部装置のプロセッサに接続された CCD を、有する。また、この内視鏡先端には、鉗子又は各種処置具等を出すための鉗子孔が開けられている。

【0004】

このような内視鏡装置を用いて、術者は、患者の体腔内を観察することができる。即ち、術者は、内視鏡を患者の体腔内へ挿入し、その照明光学系によって体腔壁を照明させる。すると、この体腔壁の像が対物光学系によってCCDの面上に形成される。CCDはこの像を画像信号に変換して外部装置のプロセッサへ送信する。そして、外部装置のプロセッサは、受信した体腔壁の画像信号を処理してモニタに表示させる。この状態において、術者は、モニタを見ることにより患者の体腔内を観察可能である。

【0005】

この観察の結果、癌や腫瘍のおそれがあると判断された部位があれば、術者は、内視鏡の鉗子孔から鉗子や生検針を出して当該部位の組織を採取する。ここで得られた組織は病理検査にかけられ、この病理検査の結果に基づき、診断が下されるわけである。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

上記構成の従来の内視鏡によると、画像として表示されるのは患者の体腔壁の表面のみであるため、この体腔壁の表面下における組織の状態を知るためには生検が必要とされる。特に、早期の癌や小さな腫瘍等を発見するためには、生検が必須である。しかし、この生検で得られた組織に対する病理検査には、どうしても時間がかかるため、結果的に診断に時間がかかるという問題があった。

【0007】

また、患者の負担を考慮すると、生検は、限られた範囲及び回数に制限されてしまう。従って、術者により特定された生検部位以外の場所にも病変部が存在する可能性があるが、このような場合、病理検査の結果によっても正確な診断は期待できない。

【0008】

そこで、短時間で正確に診断が可能な内視鏡装置を提供することを、本発明の課題とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明による内視鏡装置は、上記課題を解決するために、以下のような構成を採用した。

【0010】

即ち、本発明の内視鏡装置は、複数の光路を有する導波手段と、この導波手段の基端側に配置され、当該導波手段の各光路に低可干渉性光を夫々入射させる低可干渉性光源と、この導波手段の先端から射出された各低可干渉性光を夫々分岐させて一方の各低可干渉性光を被検体へ向けて射出する光分岐素子、該光分岐素子により分岐された他方の各低可干渉性光を導く参照光学系、該参照光学系により導かれた各低可干渉性光を前記光分岐素子へ向けて反射させる反射手段、及び、被検体により反射された各低可干渉性光と前記反射手段により反射された各低可干渉性光とが前記光分岐手段において干渉して生じる各干渉光を夫々検出する光検出器を有する干渉計部と、この干渉計部を、被検体に対して近接又は離反させるように変位させる駆動手段と、前記干渉計部の前記光検出器から検出された信号に基づき、被検体の断層像を形成する信号処理手段とを、備えたことを特徴とする。

【0011】

このように構成されると、低可干渉性光源から射出されて導波手段の各光路により導かれた各低可干渉性光は、干渉計部の光分岐素子により二分される。二分されたうちの一方の各低可干渉性光は、被検体へ向けて射出される。そして、この被検体において反射された各低可干渉性光は、光分岐素子へ夫々入射する。また、二分されたうちの他方の各低可干渉性光は、参照光学系により導かれて反射手段へ向う。そして、この反射手段により反射された各低可干渉性光は、再び参照光学系により導かれて光分岐素子へ向う。被検体からの各低可干渉性光と、反射手段からの各低可干渉性光とは、光分岐素子において夫々干渉する。干渉して生じた各干渉光は、光検出器により夫々検出される。この際、駆動手段は、干渉計部を駆動して、この干渉計部を被検体に対して近接又は離反させるように変位させている。このことにより、被検体の深さ方向が掃引される。信号処理手段は、この間に光検出器により検出された信号に基づき、被検体の断層像を形成する

【 0 0 1 2 】

なお、干渉計部の参照光学系は、高屈折率の光学部材、即ち、H I (Hi Index) プレート等を有することとしてもよい。このH I プレートは、光分岐素子側の面に低可干渉性光源が発する光の波長域に対して反射防止膜を有するとともに、その反対側の面に反射手段として形成された反射面を有することとしてもよい。また、干渉計部の参照光学系は、光分岐素子側の屈折率が該光分岐素子の屈折率に近く反射手段に近接するほど屈折率の高くなる屈折率分布型の光学部材、即ち、G I (Graded Index) プレート等を有することとしてもよい。このG I プレートは、反射手段として形成された反射面を有することとしてもよい。

【 0 0 1 3 】

また、低可干渉性光源は、超高輝度発光ダイオードであってもよい。さらに、導波手段は、光路としてのシングルモード光ファイバを複数本並列させたファイバアレイにより、構成されることとしてもよい。また、各シングルモード光ファイバは、偏波面を保持する特性を有することとしてもよい。なお、光分岐素子は、ビームスプリッタ・プリズムであっても、光ファイバ・カップラであってもよい。

【 0 0 1 4 】

さらに、内視鏡装置は、通常観察及び蛍光観察可能としてもよい。また、表示手段は、C R T, 液晶ディスプレイ, 又はプラズマディスプレイ等によりなることとしてもよい。

【 0 0 1 5 】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づき、本発明の一実施形態による内視鏡装置について説明する。この内視鏡装置は、内視鏡 1, 該内視鏡 1 に接続された外部装置 2, 並びに、該外部装置 2 に接続されたモニタ (表示手段) 3, 及び入力装置 4 を、備える。図 1 は、この内視鏡装置の概略構成図である。

【 0 0 1 6 】

はじめに、内視鏡 1 の構成について説明する。この内視鏡 1 は、生体内に挿入

される細長い略円筒形状の図示せぬ挿入部、及び該挿入部の基端側に接続されるとともに各種操作スイッチが設けられた図示せぬ操作部を、有する。

【0017】

この内視鏡1の挿入部内には、照明光学系12、対物光学系13、撮像手段としてのCCD14、及びOCT部15が、配置されている。照明光学系12は、挿入部先端近傍に嵌め込まれた配光レンズ12a、及び、先端側においてこの配光レンズ12aに対向配置されるとともに内視鏡1内を引き通され、基端側において外部装置2と接続されたライトガイド・ファイババンドル12b（以下ライトガイドと略記）を、有する。

【0018】

対物光学系13は、挿入部先端付近に嵌め込まれた対物レンズ、及び紫外光を遮光するカットオフフィルタを、有する。そして、この対物光学系13は、入射した被写体光をCCD14の撮像面上に収束させ、被写体（被検体である体腔壁）の像を形成する。なお、CCD14は、その撮像面上に形成された被写体像の画像信号を取得する。また、このCCD14は、信号線を介して外部装置2と接続されており、得られた画像信号を外部装置2へ送信する。

【0019】

なお、OCT部15の構成については、後において詳述する。

【0020】

このように構成された内視鏡1は、外部装置2に接続されている。以下、この外部装置2の構成について説明する。図1に示されるように、この外部装置2は、光源部21、プロセッサ22、及びOCT駆動部23を、有する。

【0021】

まず、光源部21について説明する。光源部21は、白色光（可視光）を射出する可視光源としての白色光源211、及び、励起光を射出する励起光源212を、有する。なお、励起光とは、その波長帯域が約350nm～400nmの紫外～青色光であり、生体組織の自家蛍光（約420nm～600nm）を励起させるためのものである。

【0022】

白色光源 2 1 1 から射出された白色光の光路上には、順に、コリメートレンズ L a, 切替ミラー 2 1 3, 絞り 2 1 5, コンデンサレンズ L c, 及び回転フィルタ C が、配置されている。切替ミラー 2 1 3 は、光源切替制御機構 2 1 4 に連結されており、これら切替ミラー 2 1 3 及び光源切替制御機構 2 1 4 は、光源切替手段として機能する。即ち、この光源切替制御機構 2 1 4 は、切替ミラー 2 1 3 を、白色光の光路から退避させてこの白色光を通過させる位置、又は、白色光を遮る位置のいずれかに配置させる。

【0023】

また、絞り 2 1 5 は、絞り制御機構 2 1 6 に接続されている。この絞り制御機構 2 1 6 は、絞り 2 1 5 を制御することによって光量調節させることができる。回転フィルタ C は、その外形が円板状であり、等角度の扇状に形成された 4 種のフィルタ、即ち、RGB（赤、緑、青）3 色のカラーフィルタ及び透明フィルタを有し、回転フィルタ制御機構 2 1 7 に連結されている。この回転フィルタ制御機構 2 1 7 は、回転フィルタ C を回転させて、その RGB の各カラーフィルタ及び透明フィルタを光路中に挿入させることができる。

【0024】

白色光源 2 1 1 が、コリメートレンズ L a へ向けて白色光を射出すると、射出された白色光は、コリメートレンズ L a により平行光に変換される。このとき、切替ミラー 2 1 3 が、白色光を通過させる位置に配置されていれば、白色光は絞り 2 1 5 へ向うことができる。この絞り 2 1 5 により光量調節された白色光は、コンデンサレンズ L c によって集光され、回転フィルタ C を透過する。ここで、回転フィルタ制御機構 2 1 7 が回転フィルタ C を回転させていると、この回転フィルタ C は、各カラーフィルタ及び透明フィルタを（B→G→R→透明の順で）順次光路中に挿入させることになる。すると、白色光は、順次、B 光、G 光、R 光、及び白色光となってライトガイド 1 2 b の基端面に収束される。

【0025】

一方、励起光源 2 1 2 から射出された励起光の光路上には、順に、コリメートレンズ L b, 及びプリズム P が配置されている。励起光源 2 1 2 からの励起光は、コリメートレンズ L b により平行光に変換された後、プリズム P によって反射

されて切替ミラー 2 1 3 へ向う。そして、この切替ミラー 2 1 3 は、白色光を遮る位置に配置された状態で、励起光を絞り 2 1 5 へ向けて反射させる。切替ミラー 2 1 3 により反射された励起光は、絞り 2 1 5 により光量調節された後、コンデンサレンズ L c によって集光されて回転フィルタ C へ向う。ここで、回転フィルタ制御機構 2 1 7 は、回転フィルタ C を、その透明フィルタが光路中に挿入された状態で、固定しておく。すると、励起光は、回転フィルタ C の透明フィルタを透過して、ライトガイド 1 2 b の基端面に収束される。

【 0 0 2 6 】

即ち、切替ミラー 2 1 3 は、白色光源 2 1 1 からの白色光のみを絞り 2 1 5 へ導く通常観察状態、又は、励起光源 2 1 2 からの励起光のみを絞り 2 1 5 へ導く蛍光観察状態のいずれかの状態をとることになる。また、回転フィルタ C は、回転することによりその各フィルタを順次光路中に挿入させ、入射した白色光を順次 B 光、G 光、R 光、白色光として射出する通常観察状態、又は、その透明フィルタを光路中に挿入した状態で固定された蛍光観察状態のいずれかの状態をとることになる。

【 0 0 2 7 】

次に、プロセッサ 2 2 について説明する。このプロセッサ 2 2 は、CPU 2 2 1、タイミングジェネレータ 2 2 2 を、有する。CPU 2 2 1 は、光源部 2 1 の光源切替制御機構 2 1 4、絞り制御機構 2 1 6 及び回転フィルタ制御機構 2 1 7、タイミングジェネレータ 2 2 2、並びに、入力装置 4 に、夫々接続されている。タイミングジェネレータ 2 2 2 は、各種基準信号を生成するためのものであり、当該プロセッサ 2 2 における各種処理、及び、OCT 駆動部 2 3 における各種処理は、この基準信号に従って進行する。

【 0 0 2 8 】

そして、CPU 2 2 1 は、光源切替制御機構 2 1 4 を制御して、切替ミラー 2 1 3 を通常観察状態又は蛍光観察状態に切替させるとともに、回転フィルタ制御機構 2 1 7 を制御して、回転フィルタ C を通常観察状態又は蛍光観察状態に切替させることができる。なお、内視鏡 1 の図示せぬ操作部には、通常観察又は蛍光観察を指定する図示せぬスイッチが設けられており、CPU 2 2 1 は、このスイ

ツチの状態を検知し、光源切替制御機構 2 1 4 及び回転フィルタ制御機構 2 1 7 を制御することにより、切替ミラー 2 1 3 及び回転フィルタ C の両者を、通常観察状態又は蛍光観察状態のうち前記操作部のスイッチによって指定された状態に設定させる。

【 0 0 2 9 】

また、CPU 2 2 1 は、タイミングジェネレータ 2 2 2 を介して当該プロセッサ 2 2 における処理、及び、後述する OCT 駆動部 2 3 における処理を制御することになる。

【 0 0 3 0 】

さらに、プロセッサ 2 2 は、信号線を介して内視鏡 1 の CCD 1 4 と接続された初段信号処理回路 2 2 3、RGB メモリ 2 2 4、映像信号処理回路 2 2 5、及びモニタ 3 に接続されたビデオキャプチャ 2 2 6 を、有する。

【 0 0 3 1 】

切替ミラー 2 1 3 及び回転フィルタ C が通常観察状態に設定されている場合、初段信号処理回路 2 2 3 は、CCD 1 4 から送信された画像信号のうち、照明光学系 1 2 の配光レンズ 1 2 a から B 光、G 光、又は R 光が射出されている時に取得された画像信号のみを保持し、白色光が射出されている時に取得された画像信号を廃棄する。そして、この初段信号処理回路 2 2 3 は、B 光、G 光、及び R 光射出時の各画像信号に対して、信号処理を行ったうえで A/D 変換し、変換されたデータを RGB メモリ 2 2 4 における B、G、R の各領域内に、夫々格納させる。

【 0 0 3 2 】

また、切替ミラー 2 1 3 及び回転フィルタ C が蛍光観察状態に設定されている場合、初段信号処理回路 2 2 3 は、CCD 1 4 から送信された画像信号を保持し、信号処理を行ったうえで A/D 変換し、変換されたデータを RGB メモリ 2 2 4 における RGB の各領域内に同時に格納させる（モノクロとして処理）。

【 0 0 3 3 】

映像信号処理回路 2 2 5 は、RGB メモリ 2 2 4 内に格納されたデータを、所定のタイミングで取得して処理することにより映像信号を生成し、この映像信号

をビデオキャプチャ 226 へ送信する。ビデオキャプチャ 226 は、取得した映像信号をモニタ 3 に表示させる。

【0034】

なお、これら初段信号処理回路 223、RGBメモリ 224、及び映像信号処理回路 225 は、夫々タイミングジェネレータ 222 に接続されている。また、RGBメモリ 224 は、CPU 221 に接続されている。そして、CPU 221 は、RGBメモリ 224 からの信号に基づき、絞り制御機構 216 を制御して絞り 215 の開口量を調節させることができる。

【0035】

また、プロセッサ 22 は、内視鏡 1 の OCT 部 15 に接続された OCT 初段信号処理回路 227、OCTメモリ 228、及び OCT 映像信号処理回路 229 を、有する。信号処理手段としての OCT 初段信号処理回路 227 は、後述するように内視鏡 1 の OCT 部 15 から送信された信号を処理して A/D 変換し、OCTメモリ 228 内に格納する。OCT 映像信号処理回路 229 は、OCTメモリ 228 内のデータを、所定のタイミングで取得して処理することにより映像信号を生成し、この映像信号をビデオキャプチャ 226 へ送信する。ビデオキャプチャ 226 は、取得した映像信号をモニタ 3 に表示させる。なお、これら OCT 初段信号処理回路 227、OCTメモリ 228、及び OCT 映像信号処理回路 229 は、夫々タイミングジェネレータ 222 に接続されている。

【0036】

次に、OCT 駆動部 23 について説明する。この OCT 駆動部 23 は、低可干渉性光源としての超高輝度発光ダイオード（以下 SLD と略記）231、ファイバレイ F、及び先端駆動回路 232 を、有する。なお、後において説明するが、この OCT 駆動部 23 は、内視鏡 1 の OCT 部 15 とともにマイケルソン型干渉計を構成し、OCT (Optical Coherence Tomography) によって生体の体腔壁表面下の断層像を得ることができる。

【0037】

ファイバレイ F は、数百本のシングルモード光ファイバを並列させることにより、構成されている。SLD 231 は、近赤外域の低可干渉性の光を射出する

光源である。このSLD231から射出される光の可干渉距離は、例えば10～1000 μ mのオーダーであり、非常に短い。そして、SLD231は、ファイバレイF中の各光ファイバに対して同時に低可干渉性光を入射させることができるマルチチャネル（数百チャネル）構成になっている。

【0038】

先端駆動回路232は、CPU221及びタイミングジェネレータ222、並びに内視鏡1のOCT部15に、夫々接続されている。なお、後において説明するが、この先端駆動回路232は、内視鏡1のOCT部15における干渉計部154を駆動するためのものである。

【0039】

図2は、内視鏡1のOCT部15、及び外部装置2のOCT駆動部23により構成されるマイケルソン型干渉計を、模式的に示している。以下、この図を参照して、OCTによる断層像撮像の原理について説明する。なお、実際のOCT部15及びOCT駆動部23は、被検体上の数百の測定対象点を同時に測定可能なマルチチャネル構成である。しかし、ここでは、説明を簡潔にするために、これらOCT部15及びOCT駆動部23を夫々単一チャネル構成としておく。

【0040】

図2において模式的に示された光検出器D、ビームスプリッタS、及び反射体Rは、夫々内視鏡1におけるOCT部15の構成要素である。ビームスプリッタSは、SLD231から射出される低可干渉性光の光路上に配置されており、この低可干渉光を二分することができる。即ち、低可干渉性光は、このビームスプリッタSを透過して直進するものと、このビームスプリッタSによって90°反射されるものとに、二分されるのである。なお、ビームスプリッタSにより反射された低可干渉性光の光路上には、反射体Rが配置されている。

【0041】

ここで、ビームスプリッタSから反射体Rまでの光路長をLとおく。このとき、ビームスプリッタSを透過した低可干渉性光の光路上におけるビームスプリッタSから先の光路長Lの点を測定対象点Mとする。そして、この測定対象点Mが、生体組織等の被検体T内部に位置しているとする。

【 0 0 4 2 】

このような状態において、SLD 2 3 1 から低可干渉性光が射出されると、この低可干渉性光は、まず、ビームスプリッタ S により二分される。二分されたうちの一方の低可干渉性光は、そのまま直進して被検体 T に達する。他方の低可干渉性光は、ビームスプリッタ S により反射されて反射体 R へ向う。

【 0 0 4 3 】

なお、被検体 T に達した低可干渉性光は、被検体 T の表面及び表面近傍の様々な深さの組織によって反射される。反射された光は、測定光としてビームスプリッタ S へ向う。また、反射体 R に達した低可干渉性光は、この反射体 R によって反射され、参照光としてビームスプリッタ S へ向う。

【 0 0 4 4 】

これら測定光と参照光とは、ビームスプリッタ S において干渉する。但し、測定光は、被検体 T を構成する組織の各層において反射されてきたので、ある程度の時間的な幅を持ってビームスプリッタ S へ入射してくる。即ち、被検体 T の表面において反射された光はより早くビームスプリッタ S へ到達し、表面よりも深い層において反射された光は、やや遅れてビームスプリッタ S へ到達するわけである。

【 0 0 4 5 】

しかし、参照光は、反射体 R によって反射されてきたので、ほとんど時間的な幅を持たずにビームスプリッタ S へ入射してくる。従って、測定光のうち実際に参照光と干渉するのは、ビームスプリッタ S から反射体 R までの光路長 L と同じ光路長を経てきたものだけである。即ち、測定光のうち、被検体 T 内における測定対象点 M の位置において反射されたものだけが、参照光と干渉するわけである。

【 0 0 4 6 】

そして、ビームスプリッタ S において干渉した光（干渉光）は、光検出器 D に達し、この光検出器 D によって信号として検出されることになる。なお、測定光のうち参照光と干渉しなかったものも、光検出器 D によって検出される。しかし、参照光と干渉しなかった測定光は、低レベルのノイズとしてしか検出されない。

のである。

【0047】

このように、被検体Tの内部における測定対象点Mで反射された光の強度が取得されることになる。ここで、被検体Tに対して、光検出器D、ビームスプリッタS及び反射体Rによりなる干渉計が、近接又は離反すると、測定対象点Mも移動することになる。即ち、被検体Tに対して干渉計が近接すると、測定対象点Mは被検体Tにおけるさらに深い部分へ移動することになる。この状態が、図3において模式的に示されている。図2における測定対象点Mに比べて、図3における測定対象点Mが、被検体T内のより深い位置にあることがわかる。逆に、干渉計が被検体Tから離反すると、測定対象点Mは、被検体Tの表面側へ移動することになる。

【0048】

こうして、被検体Tに対して干渉計を近接／離反させることにより、被検体Tの深さ方向が掃引されることになる。なお、被検体T表面下の組織の状態に応じて、反射される光の強度が異なるため、この被検体T表面から所定の深さまでの反射光の強度の分布に基づいて、断層像が得られるわけである。

【0049】

以下、上記のように模式的に示されたOCT部15の実際の構成につき、図4～図8を参照して説明する。図4は、内視鏡1における挿入部の縦断面図である。図5は、図4のV-V線に沿った断面図であり、図6は、図4及び図5のV I-V I線に沿った断面図である。これらの図に示されるように、OCT部15は、略円筒状の外装筒151、並びに、この外装筒151の内部に格納された第1のカム環152、第2のカム環153、及び干渉計部154を、有する。

【0050】

外装筒151は、その先端部分が、フランジ状に内方へ突出している。そして、この外装筒151の先端近傍における側壁は、比較的肉厚に形成されている。しかし、外装筒151の先端近傍部分よりも基端側における側壁は、より薄い壁面となるように形成されている。また、外装筒151の先端側開口は、円板状のカバーガラス151aにより封止されている。即ち、このカバーガラス151a

は、外装筒 151 の先端におけるフランジ状部分に内側から突き当たった状態で該フランジ状部分に密着している。

【0051】

第1のカム環 152 は、円筒状であり、その側面が外装筒 151 の先端近傍部分に内接可能となるように、形成されている。また、第2のカム環 153 は、円筒状であり、その側面が、第1のカム環 152 に内接可能となるように、形成されている。

【0052】

さらに、第1のカム環 152 には、カム溝 H1, H2 の対が2対、開けられている。また、第2のカム環 153 には、カム溝 J1, J2 の対が2対、開けられている。これらカム溝 H1, H2, J1, J2 について、図7を参照して説明する。

【0053】

即ち、第1のカム環 152 の側壁は、当該カム環 152 の中心軸と平行な一直線上に、長孔状のカム溝 H1 及びカム溝 H2 が、夫々貫通して形成されている。なお、両カム溝 H1, H2 は略同形であり、カム溝 H1 は、第1のカム環 152 における先端側に形成されており、カム溝 H2 は、基端側に形成されている。また、第1のカム環 152 の中心軸に関して、これら両カム溝 H1, H2 と対称になる位置に、もう1対のカム溝 H1, H2 が夫々同形状に形成されている。

【0054】

また、第2のカム環 153 の側壁には、螺旋溝状のカム溝 J1, J2 が開けられている。一方のカム溝 J1 は、その一端（図7の上側）において最も先端側（図7の左側）の位置をとるとともに、第2のカム環 153 の側面を時計方向に略半周廻ると、その他端側（図7の下側）において最も基端側（図7の右側）の位置をとるように、第2のカム環 153 の中心軸に対して一定の傾斜角で傾いて形成されている。

【0055】

なお、他方のカム溝 J2 は、上記カム溝 J1 よりも基端側の位置に形成されている。そして、このカム溝 J2 は、その一端（図7の上側）において最も基端側

(図 7 の右側) の位置をとるとともに、第 2 のカム環 1 5 3 の側面を時計方向に略半周廻ると、その他端側 (図 7 の下側) において最も先端側 (図 7 の左側) の位置をとるように、第 2 のカム環 1 5 3 の中心軸に対して一定の傾斜角で傾いて形成されている。

【 0 0 5 6 】

さらに、第 2 のカム環 1 5 3 の中心軸に関して、これら両カム溝 J 1, J 2 と夫々回転対称となる位置に、もう一对のカム溝 J 1, J 2 が夫々同形状に形成されている。

【 0 0 5 7 】

そして、第 1 のカム環 1 5 2 のカム溝 H 1 の先端に、第 2 のカム環 1 5 3 のカム溝 J 1 の一端 (図 7 の上側) を合わせるように、第 1 のカム環 1 5 2 に第 2 のカム環 1 5 3 を内接させた状態において、両カム環 1 5 2, 1 5 3 はその両先端面が同一面上に揃うことになる。また、この状態において、第 1 のカム環 1 5 2 のカム溝 H 2 の基端に対して、第 2 のカム環 1 5 3 のカム溝 J 2 の一端 (図 7 の上側) が一致する。

【 0 0 5 8 】

さらに、この状態から、第 1 のカム環 1 5 2 に対して第 2 のカム環 1 5 3 が先端側から見て反時計方向に略半周回転されると、第 1 のカム環 1 5 2 のカム溝 H 1 の基端に対して、第 2 のカム環 1 5 3 のカム溝 J 1 の他端 (図 7 の下側) が一致するとともに、第 1 のカム環 1 5 2 のカム溝 H 2 の先端に対して、第 2 のカム環 1 5 3 のカム溝 J 2 の他端 (図 7 の下側) が一致することになる。

【 0 0 5 9 】

このように、第 1 のカム環 1 5 2 に内接した第 2 のカム環 1 5 3 には、さらに、干渉計部 1 5 4 が内接することになる。この干渉計部 1 5 4 は、図 4 ~ 図 6 に示されるように、保持筒 1 5 4 a, 光検出器 D, ビームスプリッタ S, G I プレート (graded index plate) 1 5 4 b, 及び集光レンズアレイ 1 5 4 c を、有する。

【 0 0 6 0 】

保持筒 1 5 4 a は、その外周面形状が、第 2 のカム環 1 5 3 に内接可能な略円

柱状であり、その内部には横断面矩形にくりぬかれた形状の空間が形成されている。なお、この保持筒 1 5 4 a 内の空間は、その先端側が他の部分よりも図 4 の上下方向に狭く形成されている。この保持筒 1 5 4 a 内の空間における先端側には、集光レンズアレイ 1 5 4 c が固定されており、中間部には、光検出器 D、ビームスプリッタ S 及び G I プレート 1 5 4 b が一体として固定されている。なお、集光レンズアレイ 1 5 4 c は、略平行平板状であるが、その一面に、ファイバアレイ F の各光ファイバに夫々対応させて突出形成された複数のレンズ面を、有する。なお、集光レンズアレイ 1 5 4 c の各レンズ面は、夫々回転対称な凸レンズ面である。そして、この集光レンズアレイ 1 5 4 c は、その各レンズ面の各光軸を、保持筒 1 5 4 a の中心軸に対して夫々平行に向けるとともに、各レンズ面を先端側へ向けて、当該保持筒 1 5 4 a 内に配置されている。

【 0 0 6 1 】

ビームスプリッタ S は、細長い三角柱状の 1 対の直角プリズムによりなる。このビームスプリッタ S は、一方の直角プリズムの斜面に半透膜が形成されたうえで、両直角プリズムの各斜面同士が接合されて形成される。

【 0 0 6 2 】

また、このビームスプリッタ S の長形状の面には、ラインセンサによりなる光検出器 D が接合されている。また、ビームスプリッタ S における光検出器 D が接合された面と反対側の面には、G I プレート 1 5 4 b が接合されている。この G I プレート 1 5 4 b は、ビームスプリッタ S に接合した面の近傍における屈折率が、当該ビームスプリッタ S の屈折率に近い値になっているが、ビームスプリッタ S から離れるに従って徐々にその屈折率が高くなっている。さらに、この G I プレート 1 5 4 b におけるビームスプリッタ S に接した面と反対側の面には、反射面 R が形成されている。

【 0 0 6 3 】

そして、これら光検出器 D、ビームスプリッタ S、及び G I プレート 1 5 4 b は、保持筒 1 5 4 a 内の空間に、この保持筒 1 5 4 a の内壁と光検出器 D 及び G I プレート 1 5 4 b とが夫々接した状態で、固定されている。

【 0 0 6 4 】

さらに、保持筒 1 5 4 a は、その側面から中心軸に関して対称に夫々突出した小円柱状の一对の突起 B, B を、有する。そして、この保持筒 1 5 4 a は、その各突起 B, B を、第 2 のカム環 1 5 3 の各カム溝 J 1 を貫通させて第 1 のカム環 1 5 2 の各カム溝 H 1 内に挿入させた状態で、第 2 のカム環 1 5 3 内に嵌合されている。

【 0 0 6 5 】

このように、第 2 のカム環 1 5 3 及び干涉計部 1 5 4 を内蔵した第 1 のカム環 1 5 2 は、その先端面をカバーガラス 1 5 1 a に突き当てた状態で、外装筒 1 5 1 内に固定されている。

【 0 0 6 6 】

また、第 1 のカム環 1 5 2 の各カム溝 H 2, H 2 と、第 2 のカム環 1 5 3 の各カム溝 J 2, J 2 との交点には、夫々ピン 1 5 5, 1 5 5 が挿入されている。この一对のピン 1 5 5, 1 5 5 のうちの一方には、動力伝達部材としてのアーム 1 5 6 が連結されている。このアーム 1 5 6 は、その基端側において、動力部 D R (図 1 参照) に連結されている。この動力部 D R は、図示せぬギア及びモータによりなる。また、この動力部 D R は、外部装置 2 における O C T 駆動部 2 3 の先端駆動回路 2 3 2 に接続されている。そして、先端駆動回路 2 3 2 は、動力部 D R のモータに駆動電流を供給することによりこのモータを回転させることができる。このモータの回転はギアに伝達され、このギアは、アーム 1 5 6 を駆動して該アーム 1 5 6 を外装筒 1 5 1 の中心軸と平行な方向に移動させる。なお、これら先端駆動回路 2 3 2, 動力部 D R (モータ及びギア), 並びに、アーム 1 5 6 は、駆動手段として機能する。

【 0 0 6 7 】

このアーム 1 5 6 が最も基端側に位置している場合、各ピン 1 5 5, 1 5 5 は、第 1 のカム環 1 5 2 の各カム溝 H 2, H 2 の基端に夫々当接するとともに、第 2 のカム環 1 5 2 の各カム溝 J 2, J 2 の一端に夫々当接している。このとき、干涉計部 1 5 4 の各突起 B, B は、第 1 のカム環 1 5 2 の各カム溝 H 1, H 1 の先端に夫々当接するとともに、第 2 のカム環 1 5 2 の各カム溝 J 1, J 1 の一端に夫々当接している。この状態において、干涉計部 1 5 4 は最も先端側に配置さ

れて、図6に示される状態になっている。即ち、干渉計部154の保持筒154aの先端面がカバーガラス151aに当接した状態になっている。

【0068】

ここで、アーム156が先端側へ移動すると、各ピン155、155は、第1のカム環152の各カム溝H2、H2に案内されて該カム溝H2、H2の先端側へ移動してゆく。このとき、各ピン155、155は、第2のカム環153の各カム溝J2、J2を先端側へ押すことになる。すると、第2のカム環153は（図5の反時計方向へ）回転してゆく。このように第2のカム環153が回転すると、その各カム溝J1、J1は、干渉計部154の各突起B、Bを夫々基端側へ押すことになる。すると、干渉計部154は、その各突起B、Bが第1のカム環152の各カム溝H1、H1に夫々案内されて、基端側へ移動してゆく。

【0069】

そして、各ピン155、155が第1のカム環152の各カム溝H2、H2の先端に夫々当接すると、各ピン155、155は、第2のカム環153の各カム溝J2、J2の他端に夫々当接する。このとき、干渉計部154の各突起B、Bは、第1のカム環152の各カム溝H1、H1の基端に夫々当接するとともに、第2のカム環153の各カム溝J1、J1の他端に夫々当接する。この状態において、干渉計部154は最も基端側に配置されて、図8に示される状態になっている。

【0070】

逆に、この図8に示される状態において、アーム156が外装筒151の基端側へ移動すると、各ピン155、155は、第1のカム環152の各カム溝H2、H2に案内されて該カム溝H2、H2の基端側へ移動してゆく。このとき、各ピン155、155は、第2のカム環153の各カム溝J2、J2を基端側へ押すことになる。すると、第2のカム環153は（図5の時計方向へ）回転してゆく。このように第2のカム環153が回転すると、その各カム溝J1、J1は、干渉計部154の各突起B、Bを夫々先端側へ押すことになる。すると、干渉計部154は、その各突起B、Bが第1のカム環152の各カム溝H1、H1に案内されて、先端側へ移動してゆく。そして、アーム156が最も基端側へ移動す

ると、干渉計部 1 5 4 は、最も先端側に配置されることになり、図 6 に示された状態に戻る。

【 0 0 7 1 】

即ち、アーム 1 5 6 が基端側から先端側へ移動すると、干渉計部 1 5 4 は先端側から基端側へ移動する。逆に、アーム 1 5 6 が先端側から基端側へ移動すると、干渉計部 1 5 4 は基端側から先端側へ移動するのである。

【 0 0 7 2 】

上記 OCT 部の第 2 のカム環 1 5 3 内における干渉計部 1 5 4 よりも基端側の空間には、ファイバアレイ F が引き通されている。さらに、OCT 部 1 5 は、このファイバアレイ F の先端に対向したコリメートレンズアレイ 1 5 7 を、有する。なお、これらファイバアレイ F 及びコリメートレンズアレイ 1 5 7 は、図示せぬ保持部材により保持固定されている。この保持部材は、その基端側において外装筒 1 5 1 に対して固定されている。従って、第 2 のカム環 1 5 3 が回転して干渉計部 1 5 4 が先端側又は基端側へ平行移動する場合にも、ファイバアレイ F 及びコリメートレンズアレイ 1 5 7 は、外装筒 1 5 1、カバーガラス 1 5 1 a 及び第 1 のカム環 1 5 2 に対して変位することがない。

【 0 0 7 3 】

コリメートレンズアレイ 1 5 7 は、略平行平板状であるが、その一面にファイバアレイ F の各光ファイバに夫々対応させた複数のレンズ面が突出形成されている。そして、このコリメートレンズアレイ 1 5 7 は、その各レンズ面が形成された側の面を干渉計部 1 5 4 のビームスプリッタ S に対向させるとともに、その各レンズ面の光軸を干渉計部 1 5 4 における集光レンズアレイ 1 5 4 c の各レンズ面の光軸に一致させ、かつ、カバーガラス 1 5 1 a に対して所定の間隔をあけて、配置されている。

【 0 0 7 4 】

ファイバアレイ F は、その各光ファイバの中心軸を、コリメートレンズアレイ 1 5 7 の各レンズ面の光軸に夫々一致させるとともに、このコリメートレンズアレイ 1 5 7 に対して所定の間隙をあけて、配置されている。この状態において、コリメートレンズアレイ 1 5 7 のファイバアレイ F に対向した面側の焦点は、フ

ファイバアレイ F の各光ファイバの出射端面に一致している。

【 0 0 7 5 】

そして、ファイバアレイ F の各光ファイバから射出された各低可干渉性光は、夫々、コリメートレンズアレイ 1 5 7 の各レンズ面の裏側領域に入射する。このコリメートレンズアレイ 1 5 7 は、その各レンズ面によって、ファイバアレイ F からの各低可干渉性光を個別に平行光に変換する。即ち、ファイバアレイ F の個々の光ファイバから射出された同族光線は、夫々平行光に変換される。また、コリメートレンズアレイ 1 5 7 から射出された各同族光線の主光線も、互いに平行になっている。

【 0 0 7 6 】

そして、コリメートレンズアレイ 1 5 7 から射出された各平行光は、夫々、干渉計部 1 5 4 のビームスプリッタ S に垂直に入射する。ビームスプリッタ S は、入射した個々の平行光を、そのまま直進する透過光と 9 0 ° 反射される反射光とに、二分する。

【 0 0 7 7 】

一方の各透過光は、干渉計部 1 5 4 の集光レンズアレイ 1 5 4 c に入射する。そして、集光レンズアレイ 1 5 4 c の各レンズ面は、入射した各低可干渉性光を夫々集光させる。即ち、この集光レンズアレイ 1 5 4 c から射出された各低可干渉性光は、カバーガラス 1 5 1 a を透過して内視鏡 1 外方に射出され、カバーガラス 1 5 1 a に対向した被検体上において収束される。

【 0 0 7 8 】

そして、被検体表面及び被検体表面下の各層において反射された各低可干渉性光は、測定光として夫々干渉計部 1 5 4 の集光レンズアレイ 1 5 4 c に入射する。集光レンズアレイ 1 5 4 c は、各測定光を平行光に変換するとともにビームスプリッタ S へ向けて射出する。

【 0 0 7 9 】

また、ファイバアレイ F から射出されてビームスプリッタ S によって反射された他方の各反射光は、G I プレート 1 5 4 b に夫々入射してその反射面 R により反射される。この反射面 R により反射された各低可干渉性光は、夫々参照光とし

てGIプレート154bを再び透過し、ビームスプリッタSへ向う。

【0080】

これら各測定光と各参照光とは、ビームスプリッタSにおいて干渉して干渉光となる。そして、各干渉光は、光検出器Dにより個別に検出される。但し、各測定光は、被検体Tを構成する組織における様々な深さの層において反射されてきたので、ある程度の時間的な幅を持ってビームスプリッタSへ入射してくる。即ち、被検体Tの表面において反射された光はより早くビームスプリッタSへ到達し、表面よりも深い層において反射された光は、やや遅れてビームスプリッタSへ到達するわけである。

【0081】

しかし、参照光は、反射面Rによって反射されてきたので、ほとんど時間的な幅を持たずにビームスプリッタSへ入射してくる。従って、測定光のうち実際に参照光と干渉するのは、参照光側の光路の空気換算長と同じ光路長を経てきたものだけである。なお、参照光側の光路は、屈折率の高いGIプレート154b中に設定されている。従って、測定光側の光路の幾何学的長さは参照光側の光路の幾何学的長さよりも長くなっている。このため、参照光側の光路がコンパクトにまとまるとともに、測定光側の光路の幾何学的長さが充分確保されるのである。

【0082】

そして、アーム156が移動することにより、干渉計部154が先端側又は基端側へ平行移動した場合、測定光側の光路における参照光側の反射面Rと等価な位置（測定対象点M）は、干渉計部154とともに移動する。以下、図9を参照して、干渉計部154の移動による被検体の深さ方向の掃引について説明する。

【0083】

反射面Rと等価な測定対象点Mは、図9の（a）においては、被検体T内の表面に近い浅い部分に位置している。この状態から、干渉計部154が被検体T側へ移動してゆくと、図9の（b）に示されるように、測定対象点Mは、次第に被検体Tの奥側へ移動してゆく。そして、さらに干渉計部154が被検体T側へ移動してゆくと、図9の（c）に示されるように、測定対象点Mは被検体T内におけるより深い位置に移動するのである。

【 0 0 8 4 】

このように、被検体 T に内視鏡 1 を対向させた状態で、干渉計部 1 5 4 を移動させると、被検体 T 内における測定対象点 M の深さ方向の位置が変化する。従って、被検体 T における深さ方向が掃引されることになる。なお、この測定対象点 M は、ファイバアレイ F の光ファイバの本数（即ちチャネル数）と同じ数だけ仮想的に形成されるので、各測定対象点 M 同士が結ばれてできる線分と被検体 T における深さ方向とによりなる被検体 T の断面が、掃引されることになる。

【 0 0 8 5 】

以上のように構成された本実施形態の内視鏡装置の動作について、以下、説明する。まず、術者が外部装置 2 の電源を投入すると、白色光源 2 1 1 及び励起光源 2 1 2 が点灯する。なお、切替ミラー 2 1 3 及び回転フィルタ C は、初期状態において通常観察状態に設定されている。従って、白色光源 2 1 1 からの白色光のみが絞り 2 1 5 及びコンデンサレンズ L c に達する。

【 0 0 8 6 】

ここで、回転フィルタ制御機構 2 1 7 は、回転フィルタ C の各フィルタを順次光路中に挿入させているので、コンデンサレンズ L c から出射した白色光は、順次 B 光，G 光，R 光，及び白色光となって、ライトガイド 1 2 b 基端面に入射する。入射した光は、このライトガイド 1 2 b に導かれて進み、配光レンズ 1 2 a から射出される。即ち、配光レンズ 1 2 a からは、B 光，G 光，R 光，及び白色光の各照明光が、順次射出されるわけである。

【 0 0 8 7 】

そして、術者が内視鏡 1 の挿入部を患者の体腔内へ挿入し、照明光学系 1 2 の配光レンズ 1 2 a，及び対物光学系 1 3 が、観察対象となる体腔壁に対向配置されると、配光レンズ 1 2 a から射出された各照明光はこの体腔壁を順次照明することになる。

【 0 0 8 8 】

すると、各照明光で順次照明された体腔壁の像が、対物光学系 1 3 によって C C D 1 4 の撮像面上に形成される。C C D 1 4 は、体腔壁の像を画像信号に変換して初段信号処理回路 2 2 3 へ送信する。初段信号処理回路 2 2 3 は、この画像

信号を受信し、配光レンズ 1 2 a から B 光，G 光，又は R 光が射出されている時に取得された画像信号のみを保持し、白色光射出時に取得された画像信号を廃棄する。

【 0 0 8 9 】

そして、初段信号処理回路 2 2 3 は、その保持している各画像信号に対し、増幅その他の信号処理を施したうえで A / D 変換する。変換されて得られたデータは、RGBメモリ 2 2 4 における B，G，R の各領域に順次格納される。即ち、配光レンズ 1 2 a から B 光が射出されている時に得られた画像信号に基づくデータは、RGBメモリ 2 2 4 の B 領域に格納される。G 光射出時，又は R 光射出時に得られた各画像信号に基づく各データに関しても、順次、同様に処理される。

【 0 0 9 0 】

映像信号処理回路 2 2 5 は、RGBメモリ 2 2 4 内のデータを、所定のタイミングで取得して処理することによりカラーの映像信号を生成し、生成された映像信号をビデオキャプチャ 2 2 6 へ送信する。ビデオキャプチャ 2 2 6 は、取得した映像信号を通常画像としてモニタ 3 に表示させる。この状態において、術者は、モニタ 3 を見ることにより、患者の体腔壁表面を観察（通常観察）することができる。

【 0 0 9 1 】

ここで、術者が操作部のスイッチを切り替えて蛍光観察を指定すると、CPU 2 2 1 は、この切替を検知し、光源切替制御機構 2 1 4 を制御して切替ミラー 2 1 3 を蛍光観察状態に切り替えさせるとともに、回転フィルタ制御機構 2 1 7 を制御して、回転フィルタ C を蛍光観察状態に設定させる。すると、白色光源 2 1 1 からの白色光が遮光されるとともに、励起光源 2 1 2 からの励起光がライトガイド 1 2 b 内へ導かれる。ライトガイド 1 2 b 内へ導かれた励起光は、内視鏡 1 の配光レンズ 1 2 a から射出されて体腔壁を照射する。

【 0 0 9 2 】

体腔壁表面の組織は、励起光を受けるとこの励起光と異なる波長の自家蛍光を発する。なお、癌や腫瘍等による病変が生じた組織において発生する自家蛍光は、健康な組織において発生する自家蛍光よりも弱いという特徴がある。

【 0 0 9 3 】

この自家蛍光は、体腔壁で反射された励起光とともに対物光学系 1 3 に入射する。しかし、対物光学系 1 3 は、そのカットオフフィルタによって、励起光を遮断するとともに自家蛍光のみを透過させる。そして、対物光学系 1 3 は、自家蛍光を CCD 1 4 の撮像面上において収束させる。従って、CCD 1 4 の撮像面上には、自家蛍光による像が形成される。

【 0 0 9 4 】

CCD 1 4 は、この像を画像信号に変換して初段信号処理回路 2 2 3 へ送信する。初段信号処理回路 2 2 3 は、この画像信号を受信し、該画像信号に対して増幅その他の信号処理を施したうえで A/D 変換する。変換されて得られたデータは、RGB メモリ 2 2 4 の B, G, R の全領域に同時に書き込まれる（モノクロとして処理されている）。映像信号処理回路 2 2 5 は、RGB メモリ 2 2 4 内に格納されたデータを、所定のタイミングで取得して処理することによりモノクロの映像信号を生成し、生成された映像信号をビデオキャプチャ 2 2 6 へ送信する。ビデオキャプチャ 2 2 6 は、取得したデータをモノクロの蛍光画像としてモニター 3 に表示させる。なお、この蛍光画像は、自家蛍光の強度等を基準としてカラー化された画像であってもよい。

【 0 0 9 5 】

この状態において、術者は、モニター 3 を見ることにより、患者の体腔壁に生じた自家蛍光の状態を観察（蛍光観察）することができる。そして、術者は、この自家蛍光が他の部位よりも弱くなった部位を、癌や腫瘍が形成された病変部である可能性が高い部位であると識別することができる。

【 0 0 9 6 】

そして、術者は、通常観察及び蛍光観察によって病変の疑いのある部位を特定すると、その部位の断層像を観察して診断を行う。即ち、術者が内視鏡 1 の操作部を操作して断層像撮像を指示すると、CPU 2 2 1 は、OCT 駆動部 2 3 を制御して断層像撮像を開始させる。すると、SLD 2 3 1 から低可干渉性光が射出される。また、先端駆動回路 2 3 2 は、OCT 部 1 5 の干渉計部 1 5 4 を、被検体に対して近接／離反させるように高速で往復移動させる。

【 0 0 9 7 】

すると、SLD 2 3 1 から射出された各低可干渉性光は、ファイバアレイ F の各光ファイバによって、夫々先端側へ導かれる。そして、ファイバアレイ F の先端から射出された各低可干渉性光は、干渉計部 1 5 4 のビームスプリッタ S により二分される。二分された各低可干渉性光の一方は、並列された状態で体腔壁へ向い、この体腔壁において収束される。また、ビームスプリッタ S により二分された各低可干渉性光の他方は、このビームスプリッタ S により反射されて G I プレート 1 5 4 b を透過し、反射面 R により反射される。体腔壁において反射された各測定光と反射面 R により反射された各参照光は、ビームスプリッタ S において干渉し、干渉光として夫々光検出器 D により検出される。

【 0 0 9 8 】

このとき、OCT 駆動部 2 3 の先端駆動回路 2 3 2 は、OCT 部 1 5 の干渉計部 1 5 4 を移動させているので、体腔壁における各測定対象点 M は、体腔壁の深さ方向に往復移動することになる。このことにより、体腔壁表面から所定の深さ（例えば 2 mm）までの範囲が掃引されるのである。

【 0 0 9 9 】

なお、実際には、深さ方向の走査は、体腔壁表面よりも内視鏡 1 に近接した位置から開始される。この走査の間、OCT 初段信号処理回路 2 2 7 は、光検出器 D からの出力をその全チャンネルについて個別に監視している。

【 0 1 0 0 】

その際、OCT 初段信号処理回路 2 2 7 は、ある測定対象点 M が体腔壁表面に達していないうちは、対応するチャンネルについて信号を検知しないが、この測定対象点 M が体腔壁表面に達すると同時に当該チャンネルについて信号を検知する。そして、OCT 初段信号処理回路 2 2 7 は、最初に信号が検知された深さを体腔壁表面とみなして零点調節を行う。即ち、OCT 初段信号処理回路 2 2 7 は、最初に信号が検知された深さを体腔表面（深さ 0）と認識して、その位置から所定の深さ（例えば 2 mm）範囲において得られた信号を保持するとともに、他の信号を廃棄する。

【 0 1 0 1 】

そして、OCT初段信号処理回路227は、保持された信号に対して増幅、復調、及びA/D変換等の処理を行う。処理により得られたデータは、OCTメモリ228内に格納される。OCT映像信号処理回路229は、OCTメモリ228内に格納されたデータを、所定のタイミングで取得して処理することにより映像信号を生成し、生成された映像信号をビデオキャプチャ226へ送信する。ビデオキャプチャ226は、取得したデータをモニタ3に表示させる。モニタ3には、体腔壁表面から所定の深さまでの断層像が表示される。なお、ビデオキャプチャ226は、この断層像と、通常観察又は蛍光観察による画像とを、モニタ3に並列表示させることもできる。

【0102】

このように観察を行うことにより、術者は、体腔壁表面下の状態を認識することができるので、正確かつ迅速に診断を下すことができる。また、術者は、内視鏡1による観察だけで、早期の癌や小さな腫瘍等を発見できるようになる。

【0103】

そのうえ、正確かつ迅速に診断が完了するので、術者は、診断の結果に応じて直ちに必要な処置を施すことができる。即ち、内視鏡1の挿入部先端部分に開けられた図示せぬ鉗子孔から鉗子やレーザ処置具その他を出して、各種の処置をその場で済ませてしまうこともできるのである。従って、患者の負担は軽減されることになる。

【0104】

また、OCT部15の干渉計部154におけるGIプレート154b中に、参照光側の光路が設定されているので、測定光側の光路の幾何学的長さを十分に確保しながらも、参照光側の構成がコンパクトにまとまる。このため、スペースの限られた内視鏡1の先端部分内に、干渉計部154を格納可能である。従って、内視鏡1の外部における外部装置2等の中に干渉計部154を設ける必要がなくなり、内視鏡装置全体としての小型化が実現する。

【0105】

【発明の効果】

以上のように構成された本発明の内視鏡装置によると、被検体の断層像を観察

することが可能となる。従って、被検体表面下に病変部が存在した場合、該病変部を正確かつ迅速に特定することが可能となる。

【0106】

請求項2又は請求項3の効果としては、参照光学系における必要な光路長を確保するとともに、この参照光学系をコンパクトにまとめることができる。従って、内視鏡装置の小型化が可能となる。

【図面の簡単な説明】

- 【図1】 本発明の一実施形態による内視鏡装置の概略構成図
- 【図2】 OCTの原理説明図
- 【図3】 OCTの原理説明図
- 【図4】 内視鏡先端部の縦断面図
- 【図5】 図4のV-V線に沿った断面図
- 【図6】 図4のVI-VI線に沿った断面図
- 【図7】 第1のカム環及び第2のカム環の構成を示す模式図
- 【図8】 干渉計部の動作説明図
- 【図9】 干渉計部の移動による深さ方向の掃引を示す説明図

【符号の説明】

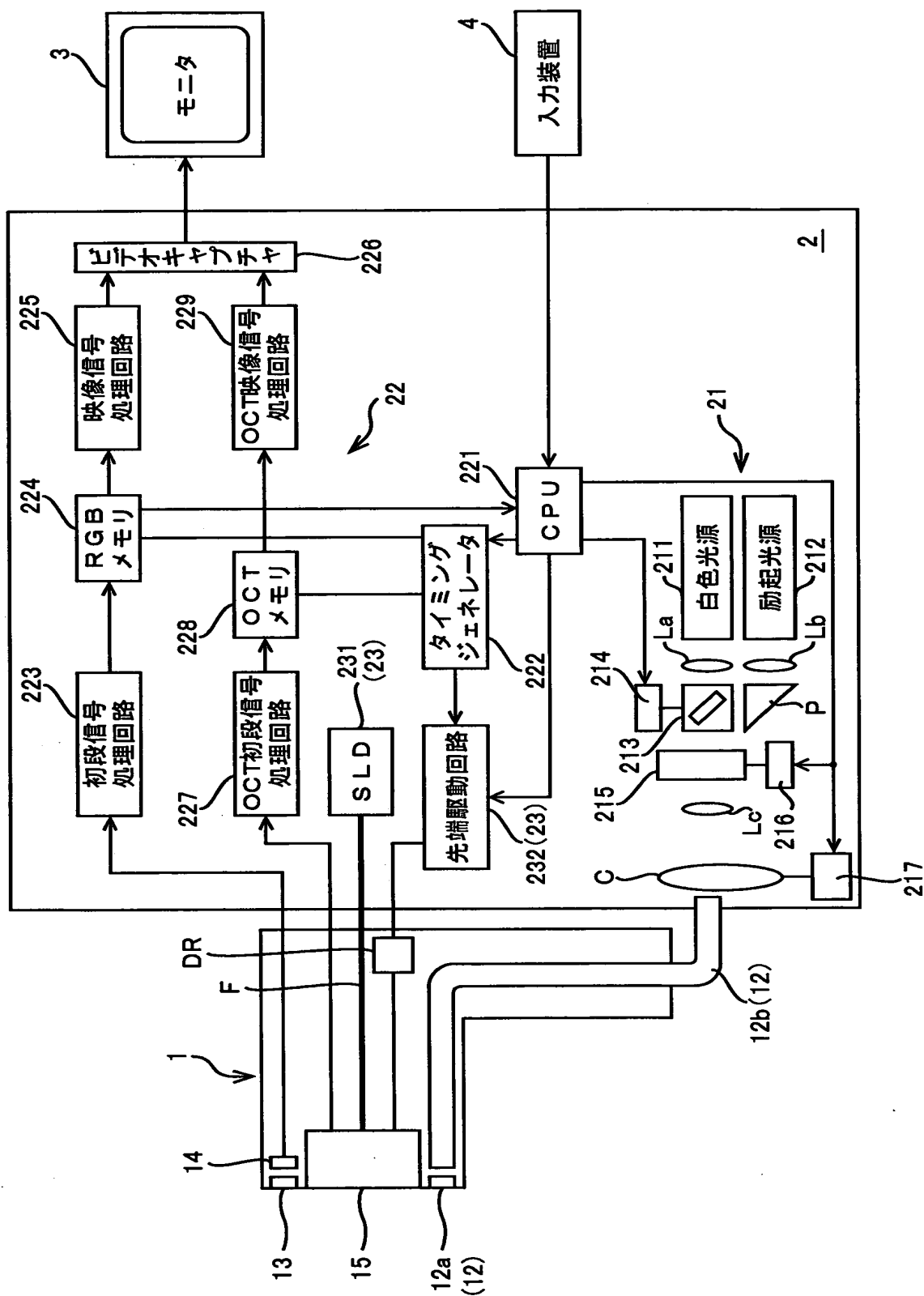
- 1 内視鏡
- 12 照明光学系
- 13 対物光学系
- 14 CCD
- 15 OCT部
- D 光検出器
- S ビームスプリッタ
- 154b GIプレート
- R 反射面
- 2 外部装置
- 21 光源部
- 211 白色光源

2 1 2	励起光源
2 1 3	切替ミラー
2 1 4	光源切替制御機構
2 2	プロセッサ
2 2 7	OCT初段信号処理回路
2 3	OCT駆動部
2 3 1	低可干渉性光源
2 3 2	先端駆動回路
F	ファイバアレイ
3	モニタ

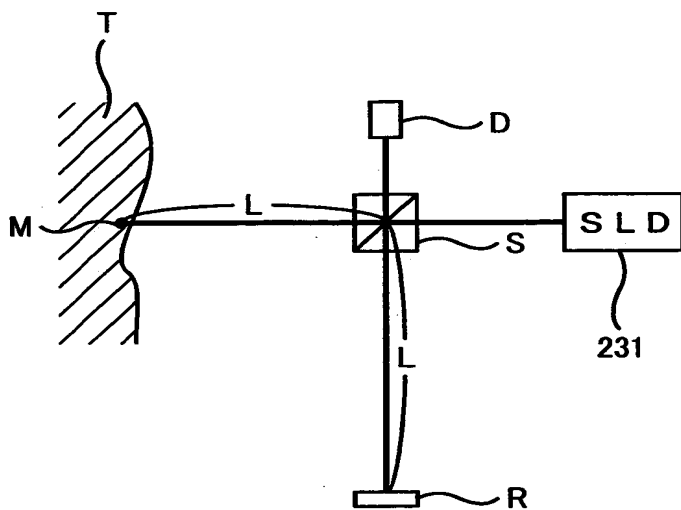
【書類名】

図面

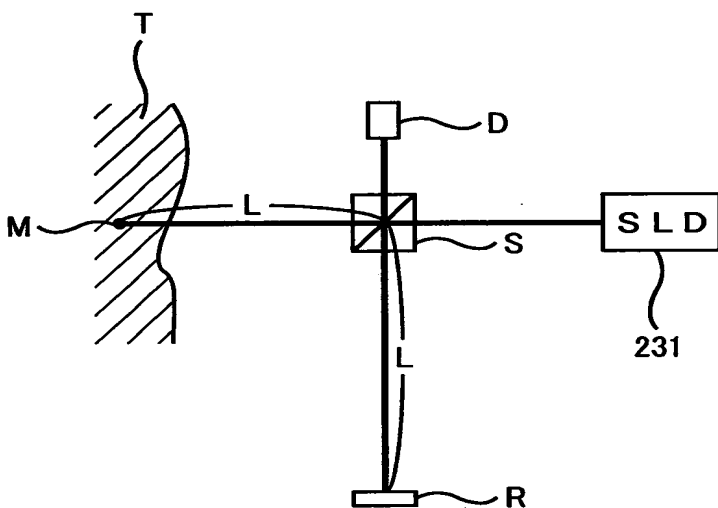
【図 1】



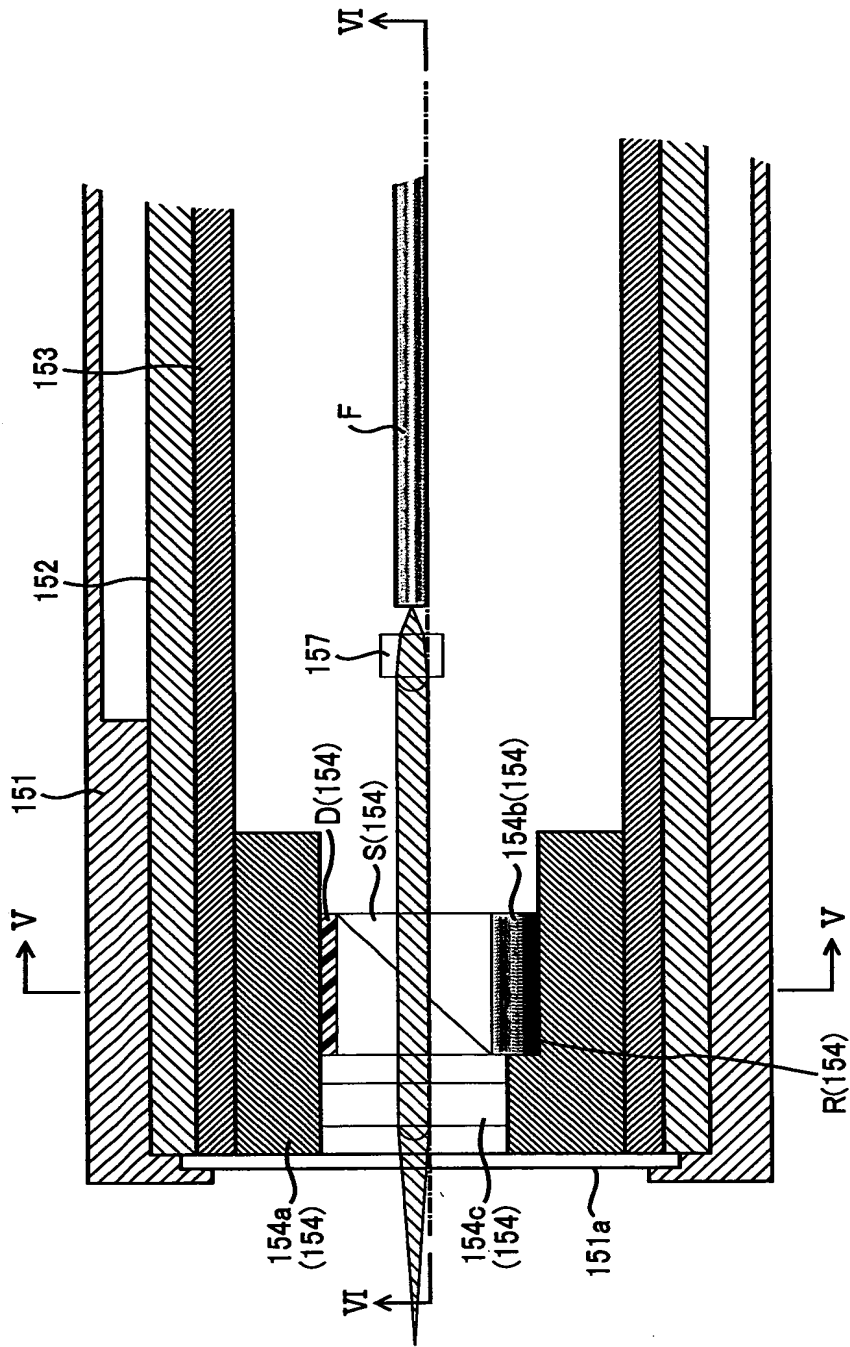
【図 2】



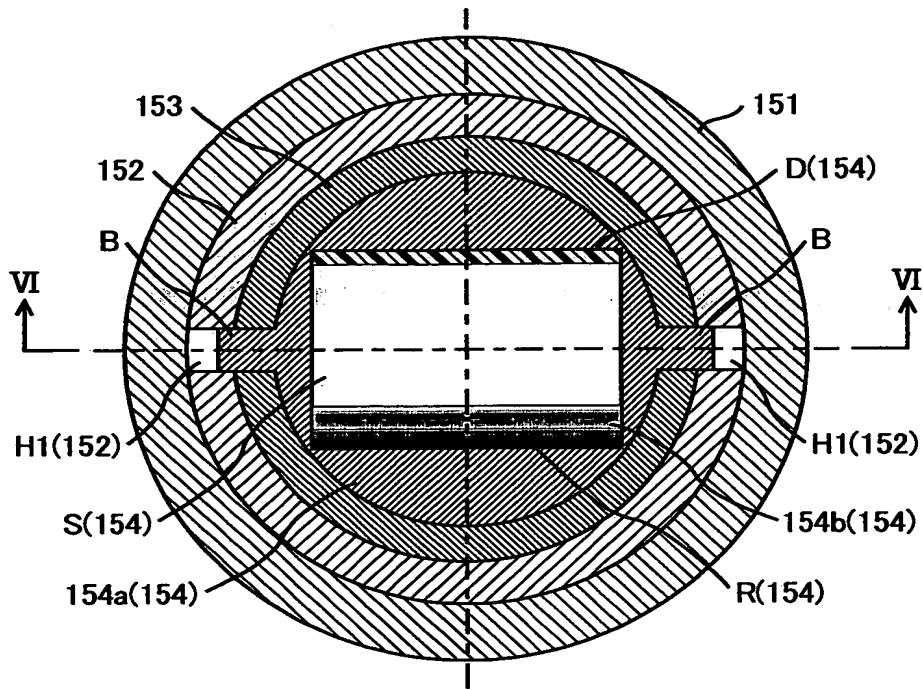
【図 3】



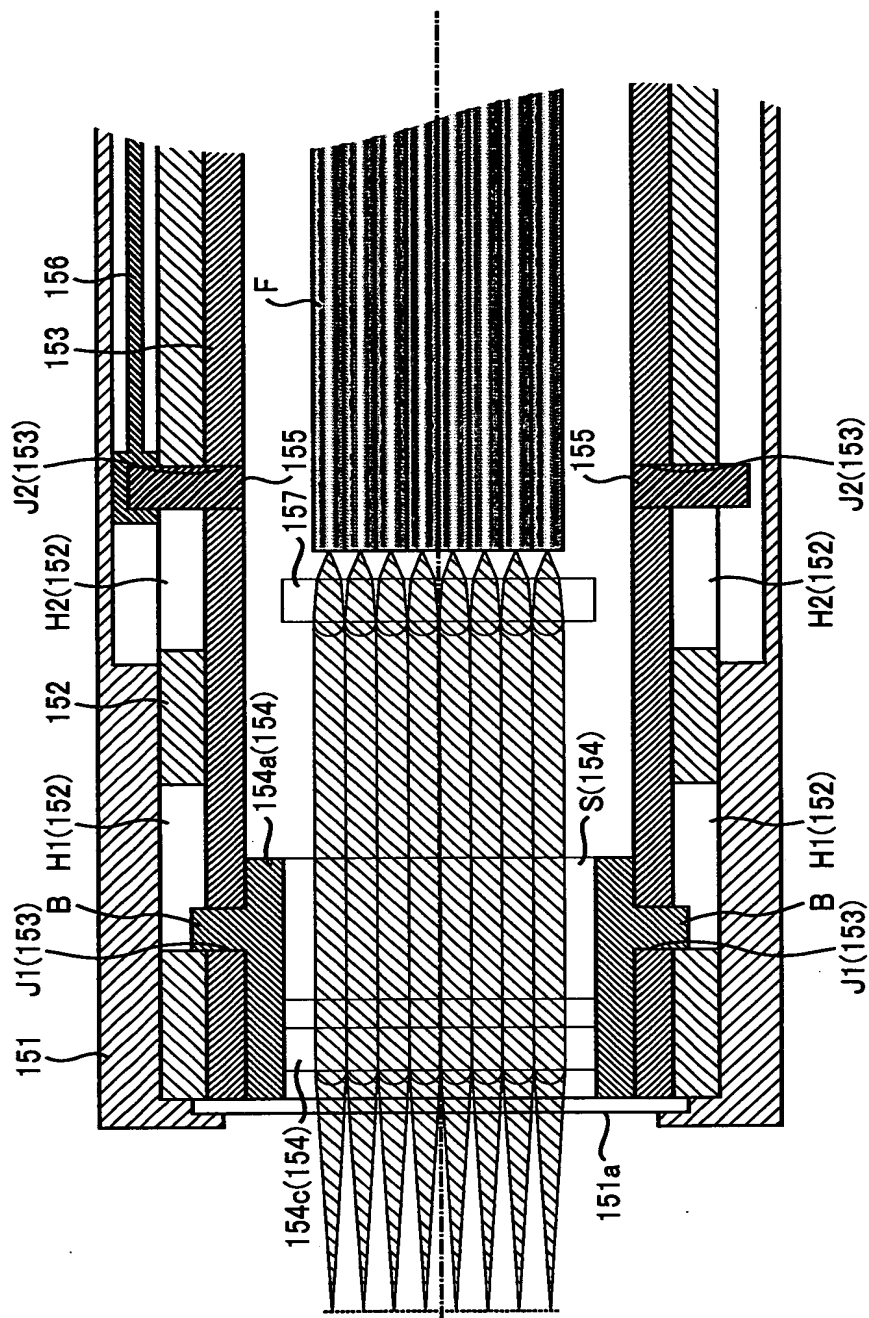
【図 4】



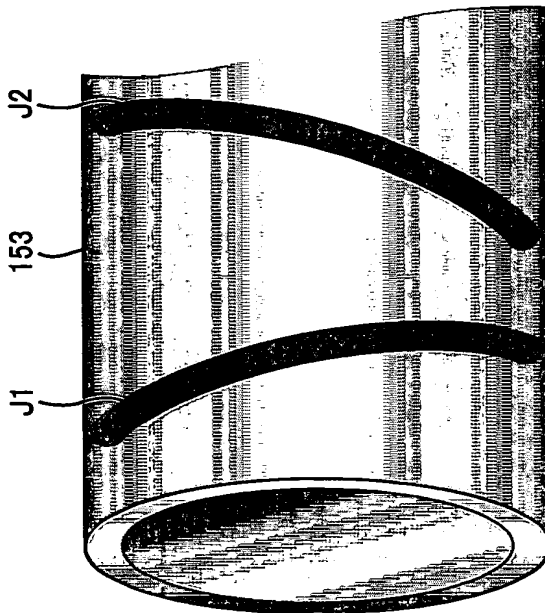
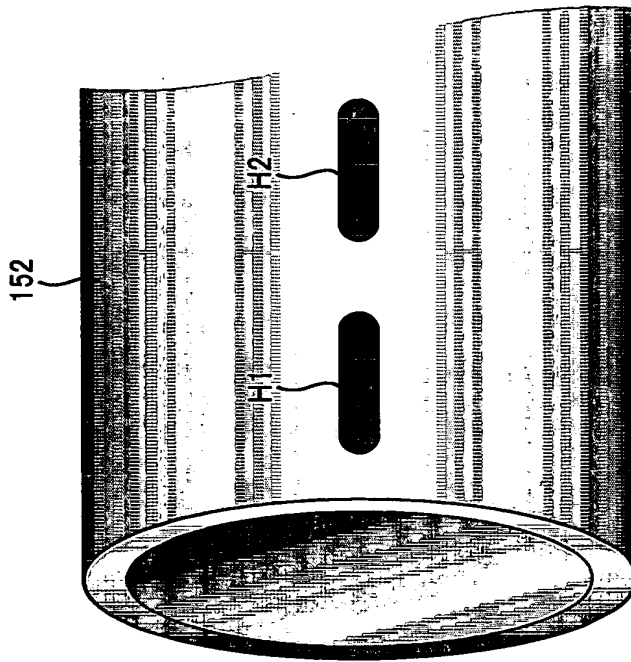
【図 5】



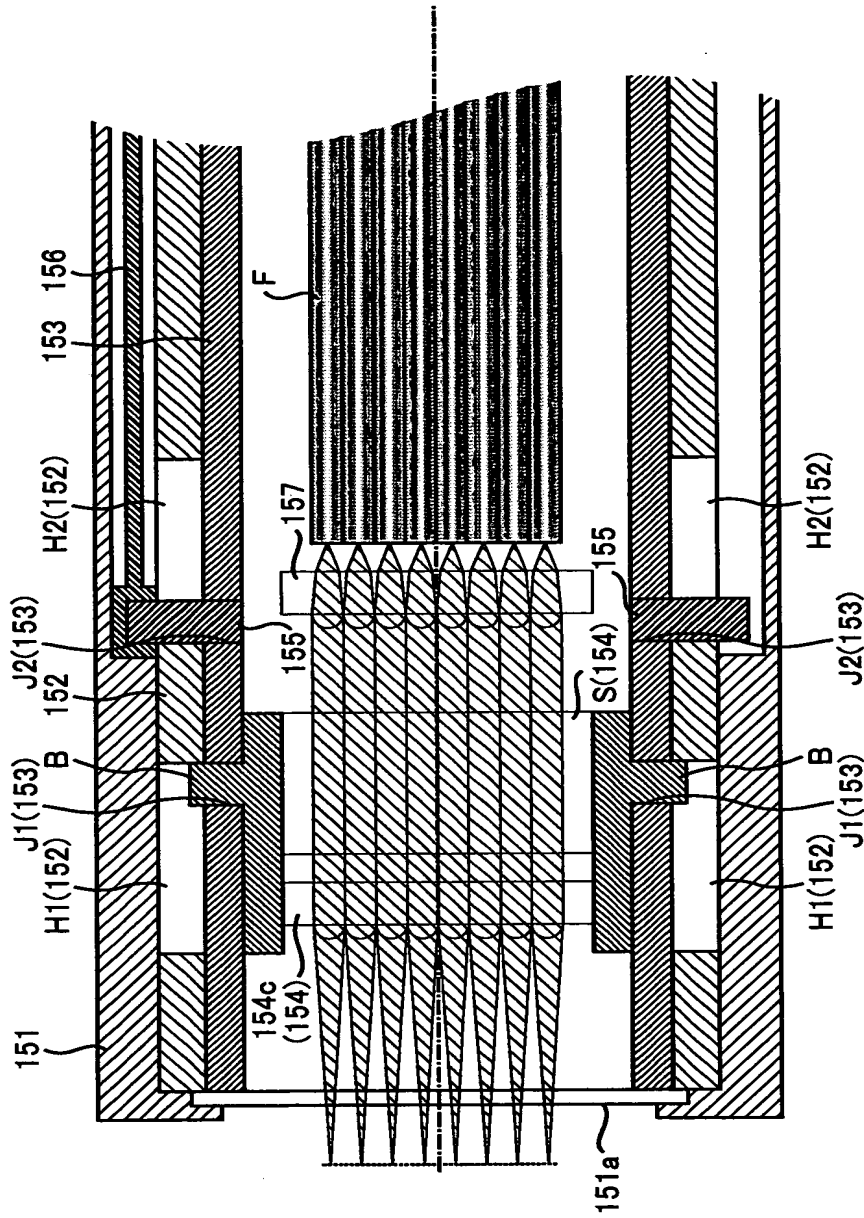
【図 6】



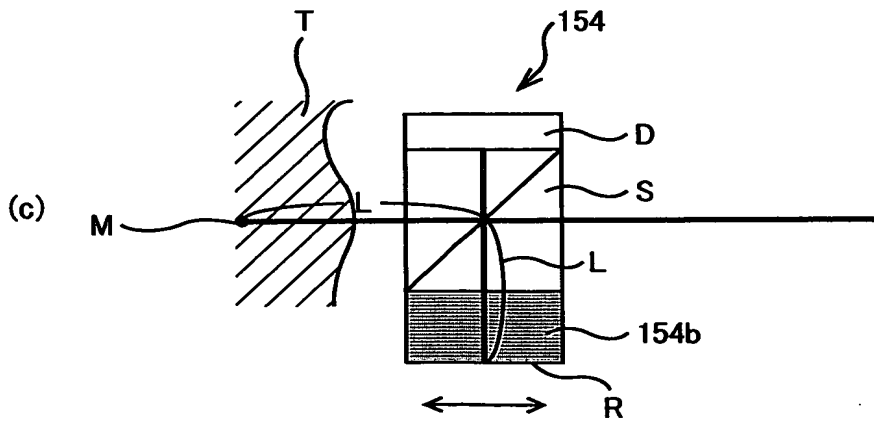
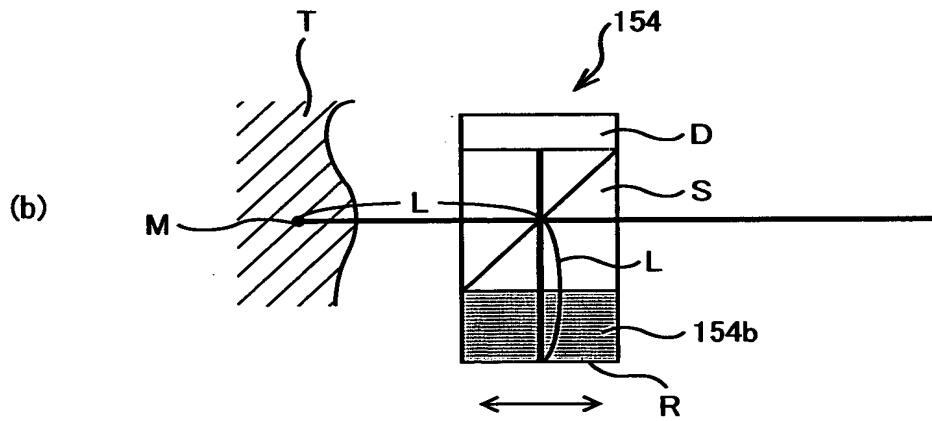
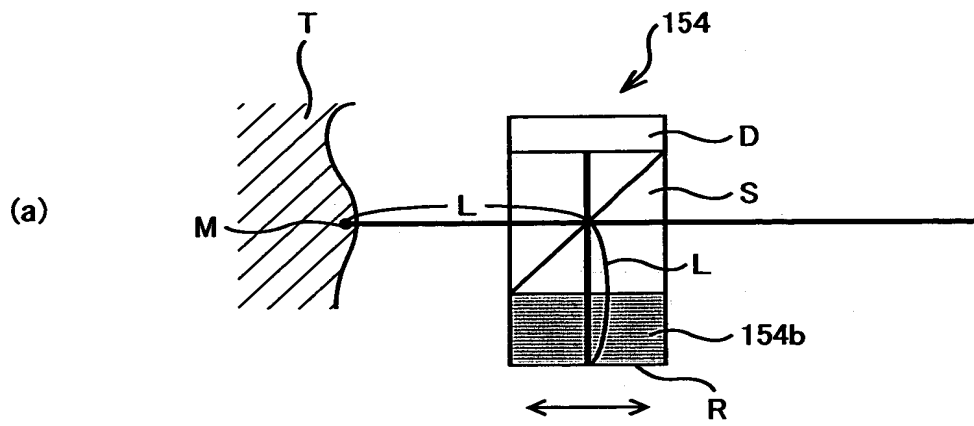
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 OCTによる断層像が得られる内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 SLD231から射出されてファイバアレイFの各光ファイバに導かれた各光線は、干渉計部154に入射する。干渉計部154は、各光線を夫々分岐させて一方の各光線を被検体Tへ向けて射出するビームスプリッタS，分岐された他方の各光線を導くGIプレート154b，該GIプレート154bにより導かれた各光線をビームスプリッタSへ向けて反射させる反射面R，及び，被検体Tにより反射された各光線と反射面Rにより反射された各光線とがビームスプリッタSにおいて干渉して生じる各干渉光を夫々検出する光検出器Dによりなる。干渉計部154が、被検体Tに近接又は離反するように駆動される間に光検出器Dにより得られる信号に基づき、被検体Tの断層像が得られる。

【選択図】 図4

認定・付加情報

特許出願の番号	平成11年 特許願 第306441号
受付番号	59901054524
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成11年12月21日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成11年10月28日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000000527]

1. 変更年月日	1990年 8月10日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都板橋区前野町2丁目36番9号
氏 名	旭光学工業株式会社